

## ⑫ 公開特許公報(A)

平4-208136

⑤ Int. Cl.<sup>5</sup>A 61 B 5/16  
5/0245  
5/0452  
10/00

識別記号

庁内整理番号

8932-4C

④ 公開 平成4年(1992)7月29日

X  
G7831-4C  
7831-4C  
8932-4C  
8826-4CA 61 B 5/02  
5/043 1 0 Z  
3 1 2 U

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全 18 頁)

⑥ 発明の名称 体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置

⑦ 特 願 平2-340635

⑧ 出 願 平2(1990)11月30日

⑨ 発 明 者 田 原 孝 福岡県福岡市南区平和2丁目12-1-507  
 ⑩ 発 明 者 津 田 一 郎 福岡県飯塚市大字目尾190-7  
 ⑪ 発 明 者 岩 永 浩 明 福岡県福岡市東区箱崎4丁目33-13-106  
 ⑫ 発 明 者 野 藤 泰 昇 福岡県北九州市門司区下二十町4番3-401号  
 ⑬ 出 願 人 株式会社コンピュータ 福岡県福岡市博多区博多駅前3丁目6番1号 小森ビル  
 コンビニエンス  
 ⑭ 代 理 人 弁理士 松尾 憲一郎

## 明 細 書

## 発 明 の 名 称

体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置

## 特 許 請 求 の 範 囲

被験者の体表面から採取した脈波及び／又は心拍データを致空間に埋めこんで得た写像と、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値とから被験者の心身の状態を把握することとを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法。

被験者の体表面に装着可能な脈波及び／又は心拍センサと、上記センサで採取したデータを致空間に埋めこんで写像を算出すると共に、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出する演算手段と、脈波及び／又は心拍データ及び上記数値を記憶する記憶手段と、上記写

像及び数値を表示する表示手段とを具備することとを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断装置。

3) 上記脈波センサを、被験者の指尖部を挿入可能な有底筒状のカバー部と、同カバー部の内面に、上記指尖部の指腹部にそれぞれ当接可能な赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとを配設して、赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとの光軸を指尖部の内部において20°～30°の角度で交差させたフォトセンサとで構成したことを特徴とする請求項2記載の体表面から採取した脈波を用いる診断装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## (イ) 産業上の利用分野

本発明は、体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置に関するものである。

### 1) 従来の技術

来、エレクトロニクス技術の進展により、脳波・心電図等の電気的な計測結果に基づいて心身状態等を診断することが行われている。

### 2) 発明が解決しようとする課題

ところが、現在は、上記脳波図や心電図等を医視察して診断を下すことが行われているだけで、上記の計測データを演算処理して、同データに内包された秩序を発見し、同秩序から何等結論を導出して、その結論から診断を導出するということは行われていない。

### 3) 課題を解決するための手段

発明では、被験者の体表面から採取した脈波／又は心拍データを数空間に埋めこんで得たと、上記データがカオスの定義条件に適合する度を示す数値とから被験者の心身の状態を把握することを特徴とする体表面から採取した脈波／又は心拍を用いる診断方法と、被験者の体に装着可能な脈波及び／又は心電センサと、

上記センサで採取したデータを数空間に埋めこんで写像を算出すると共に、上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出する演算手段と、脈波及び／又は心拍データ及び上記数値を記憶する記憶手段と、上記写像及び数値を表示する表示手段とを具備することを特徴とする体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断装置とを提供せんとするものである。

また、上記脈波センサを、被験者の指尖部を挿入可能な有底筒状のカバー部と、同カバー部の内面に、上記指尖部の指腹部にそれぞれ当接可能な赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとを配設して、赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタとの光軸を指尖部の内部において $20^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の角度で交差させたフォトセンサとで構成したことにも特徴を有する。

### (ホ) 作用・効果

まず、カオスについて説明すると、本発明において、カオスとは秩序ある統合体であるコスモス

— 3 —

として使われる混沌、反秩序とは異なり、コスモスをも含むうる統合体を意味するもので

規則や法則性を有し、数学的、物理学的に定義された概念であり、法則自体が因果律を持っているにもかかわらず、結果の将来の予測からは捉えられない不確定になる現象であ

らわち、決定論的であるにもかかわらず、実には僅かな誤差が、非線形的な影響下で増幅され不可能になる現象であり、決定論的に生成するランダムネスがカオスである。

したがって、カオスは、予測可能性には基本的にあることを示すと共に、従来、確率的に示られないとされていたかなりの現象が、秩序を導出できるという意味で予測可能であることを示している。

こ、カオスの長期的挙動を特徴づけるトポロジカオスアトラクターといい、カオスを生成システムの挙動が収束する数学的構造物であ

— 5 —

— 4 —

かかる観点に立って、体表面から採取した脈波及び心拍データを解析した結果、これらのデータが上記カオスに属するものであり、したがって、脈波及び／又は心拍データが予測可能な現象に属しており、特に指尖部から採取した脈波データを数空間に埋めこんだ写像であるカオスアトラクターと、カオスの定義条件に適合する程度を示すリアブノフ数とが、被験者の脳内情報処理に密接に関連していることを発見した。

かかる知見に基づいて、体表面から採取した脈波及び／又は心拍データをターケンスプロット法により4次元数空間に埋め込み、これを3次元数空間に投影し、次いで2次元数空間に投影することにより、CRT等の表示手段によって表示することができる。

また、上記データを演算処理して、リアブノフ数を求めることにより、カオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出して診断の資料とすることができる。

このようにして表示されたカオスアトラクター

— 6 —

／又はリアブノフ放と、被験者の状態との関係、第8a図～第11b図で示すような対応があることから、被験者の心理的状态を含む心身の活動を正確に把握することができる。

また、指尖部から採取した脈波データが脳内情報と密接な関係があるのは、次のような理由によるものと考えられる。

の指尖部には、血流と自律神経とが集中して

た、手は第2の脳といわれ、発生学的に見る脳の発達と手の発達とが同時進行的に行われど、手と脳とは密接な関係を有している。の体性感覚野、運動野に占める手（指尖部）の割合が非常に大きい。

た、被験者の指尖部を挿入可能な有底筒状の一部と、同カバー部の内面に、上記指尖部の部にそれぞれ当接可能な赤外線発光ダイオードとフォトランジスタとを配設して、赤外線発光ダイオードとフォトランジスタとの光軸を指の内部において $20^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の角度で交差

— 7 —

指尖部(11)を挿入できるようにしたカバー部と、同カバー部(12)の内面に設けたフォトセンサ(14)とで構成されている。

フォトセンサ(14)は、カバー部(12)の内面に、指の指尖部(11)の指腹部(13)に、それぞれ当接点とした赤外線発光ダイオード(15)とフォトランジスタ(16)とで構成されており、赤外線発光ダイオード(15)とフォトランジスタ(16)との(15a)(16a)を指尖部(11)の内部で、 $20^{\circ} \sim$ の角度で交差させており、赤外線発光ダイオード(15)から投射した波長 $940\text{nm}$ の赤外線を上部(11)の内部で反射させ、この反射光をフォトランジスタ(16)に入射させることにより、の指尖部(11)における脈波を計測し、これとして出力することができる。

、赤外線発光ダイオード(15)とフォトランジスタ(16)との先端部には、それぞれ、凸レンズされている。(17)は安定化電源である。図はフォトセンサ(14)の回路図である。センサ(1)は上記のように構成されており、

— 9 —

させたことにより、カバー部によって外光を遮断しながら、赤外線発光ダイオードから投射された赤外線を指尖部の内部で反射させ、これをフォトランジスタに入射させることにより、指尖部の脈波に正確に対応した波形の電圧を同センサから出力させることができる。

#### (へ) 実施例

本発明の実施例を添付図を参照して説明する。

第1図は、診断装置(A)を示しており、同診断装置は脈波センサ(1)、心電計(2)、オペアンプ(3)、A/D変換器(4)、演算手段及び記憶手段としての小型コンピュータ(5)、表示手段としてのCRTディスプレイ(6)及びプリンタ(7)と、これらに電力を供給する電源(8)とで構成されている。

脈波センサ(1)は、被験者の指尖部に装着して、同指尖部から脈波を採取するためのもので、第2図で示すように、黒色スポンジゴム等の柔軟かつ遮光性を有する素材を有底筒状に形成して、被験

— 8 —

被験者の指尖部(11)に装着するカバー部(12)を、柔軟かつ遮光性を有する素材で有底筒状に形成したことで、指尖部(11)への着脱が容易であり、脈波の計測に外光の影響がなく、フォトセンサ(14)の装着位置を安定させ、正確に脈波の計測を行うことができる。

オペアンプ(3)は、上記フォトセンサ(14)及び心電計(2)の出力電圧をそれぞれ正確に一定の増幅率で増幅して、次のA/D変換器(4)に出力するものである。

A/D変換器(4)は、オペアンプ(3)の出力電圧を12ビットのデジタル信号に変換し、脈波のデータとして、次の小型コンピュータ(5)に出力するものであり、同A/D変換器(4)に小型コンピュータ(5)からの出力要求信号が入力されるたびに、上記デジタル信号を出力するようにしている。

小型コンピュータ(5)は、次に説明する各種演算機能と、演算の結果等をCRTディスプレイ(6)及びプリンタ(7)に出力する機能と、A/D変

— 10 —

4) から入力した脈波及び／又は心拍データ演算の結果等を記憶する機能とを有して

、小型コンピュータ(5)の全体的な処理手順4図を参照して説明する。

コンピュータ(5)をスタート(100)させるず初期設定(101)が行われ、後述する4次元の視線方向を設定(102)し、脈波及び心拍データの各種演算に頻りに用いられる定数算出して記憶させ(103)、CRTディスプレイ(6)をオープン(104)して、メニューを表示(105)。

メニューには、第5図で示すように、A/D変換器(4)からのパワーオンレスポンスを受信して装置(A)を使用可能な状態にするパワーオン(107)、アトラクター表示ウィンドウの表示(108)、アトラクター表示サイズを大きくするズームイン(109)、アトラクター表示サイズを小さくするズームアウト(110)、脈波データをウィンド内に収まるようにして表示させるパルス

ウィーブ(111)、データの保存(112)、保存したデータの読み込みと、そのデータのアトラクターの表示(116)、4次元数空間の視線方向変更によるアトラクターの回転(113)（なお、現在までの試行で発見した脈波及び／又は心拍データの構造が把握しやすい角度を3パターン登録し、これらを容易に指定できるようにしている）、200Hzのサンプリング周期で10000点の脈波データを収集して、アトラクターとしてウィンド上に描く次データ(114)、診断装置(A)の作動を終了させるEND(115)等がある。

次に、アトラクター表示のための演算について脈波データを例にとりて説明する。なお、心拍データの処理も脈波の場合と同様である。

第6図は、上記演算の概要を示しており、脈波データを200Hzのサンプリング周期で12ビットに分解し(120)、この脈波データを4次元数空間に埋めこんでアトラクターを作成する(121)。

4次元数空間のアトラクターを3次元数空間に投影する(122)。

— 11 —

4次元数空間に投影されたアトラクターを2次元空間に投影し、画面に出力する(123)。

順序で行われる。

1、上記演算中に、メニューを呼出して、アトラクターを回転させて任意の方向から見るようにすることと、アトラクターの拡大縮小及びデータの保存と、保存したデータの読み込みと、そのデータのアトラクターの表示とが可能である。

2、演算速度を高めるために、A/D変換器からの脈波データを整数型とし、上記演算に用いられる定数を予め算出して記憶させて

3、上記演算において、脈波データを4次元空間に埋めこむというのは、小型コンピュータが次々と入力する脈波データのある時点での各数値を第1の軸の数値Xとし、この時点から例えば一定間隔 $\tau=10$ とすれば10個目のデータを第2の軸の数値Y、20個目の数値を第3の軸の数値Z、30個目の数値を第4の軸の数値Wとして、これらの数値で4次元のベクトルを形成させ、このようにして次のベクトルを1個目、11個目、21個目、31個目の数値X、Y、Z、Wで形成し、こうして作成した多数のベクトルで脈波データのアトラクターを4次元数空間内に形成する。

そして、4次元数空間の視方向の単位ベクトル $n1 = (n1, n2, n3, n4)$ を第4の軸に一致させるために、次の行列計算を行って、各ベクトル $(X, Y, Z, W)$ 、 $(n1, n2, n3, n4)$ を $(X', Y', Z', W')$ 、 $(n1', n2', n3', n4')$ に変換する。

$$\begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ W' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{n_1}{A} & -\frac{n_1}{A} & 0 & 0 \\ \frac{n_1 n_2}{A B} & \frac{n_2 n_3}{A B} & -\frac{A}{B} & 0 \\ \frac{n_1 n_4}{B} & \frac{n_2 n_4}{B} & \frac{n_3 n_4}{B} & -B \\ n_1 & n_2 & n_3 & n_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{pmatrix}$$

— 13 —

— 14 —

うで、4次元数空間に形成されたアトラクタ C R Tディスプレイ(8)では図形として表示することができないので、次の行列計算を行って数空間への投影点の座標  $X'', Y'', Z''$  を与える。

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -n_1/n_4 \\ 0 & 1 & 0 & -n_2/n_4 \\ 0 & 0 & 1 & -n_3/n_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ W' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X'' \\ Y'' \\ Z'' \end{pmatrix}$$

次に、次式の計算により、上記3次元座標を2次元に投影した座標  $X''', Y'''$  を算出す。

$$X''' = Y'' \cos \beta - X'' \cos \alpha$$

$$Y''' = Z'' - X'' \tan \beta$$

ここで、 $\alpha, \beta$  は3次元空間の  $x, y$  軸が2次元  $x, y$  軸となす角度である。

うにして得た2次元の座標  $X''', Y'''$  をとしての C R Tディスプレイ(8)、又は(7)に出力して診断の資料にする。

- 15 -

点Bにおける次のベクトル  $B''$  (単位ベクトル) が点Bにおける軌道の直交位置に見つからない。

ベクトル  $B''$  と  $B'$  のなす角が必ずしもは限らない。

ここで、各点における最も近似したベクトルであるが、例えば、前記ベクトル  $B'$  とき、単に  $B'$  に近いという条件だけで検、点Bの次の点におけるベクトルをとる。

データ数が有限であるので、点Aがデータ近にあると、次の点(点Aに  $\epsilon$  を加えたデータ)がとれない。

データがA/D変換によって12ビットになるが、これも有限の数であるので、別々が同じ値になっている可能性がある。本発明では、リアブノフ数計算に用いる採用条件を次のように定めている。

ら、4次元空間において、上記軌道上にき、かつ、ベクトル  $B'$  を中心線とした

- 17 -

次に、脈波データがカオスに適合する程度を示す数値であるリアブノフ数を算出する演算について説明する。

なお、現実には被験者の体表面から採取したデータと、既に発表されたリアブノフ数計算法のモデルとして用いられるデータとは、次のように異なるため、上記の計算法を実施することができない。

すなわち、既に発表されたリアブノフ数計算法のモデルとして用いられるデータは、公式(数学モデル)によってカオスのデータを生成させており、連続的な無限のデータをとることができるので、次にのべる各条件を満たしているのに対し、現実には被験者の体表面から採取したデータでは、必ずしも数空間の望む位置にデータをとれるとは限らないし、データ数も有限である。

① 現実には被験者の体表面から採取したデータでは、例えば、前述した脈波から生成した4次元ベクトル軌道のある点Aにおけるベクトル  $A'$  (単位ベクトル) が、軌道の直交位置に必ずしもあるとは限らない。

- 16 -

頂角が小さい円錐を設定して、この円錐内にあるベクトルを採用するようにした。

上記によって、前記ベクトル  $B''$  が非常に小さくて、軌道方向と略同一方向でないかぎり、隣の点のベクトルを取る可能性を回避できる。

また、各ベクトルの軌道に対する角度  $\theta$  は、各データのベクトルを  $(X, Y, Z, W)$ 、軌道方向のベクトルを  $(X', Y', Z', W')$  とすると、

$$\cos \theta = \frac{XX' + YY' + ZZ' + WW'}{\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2 + W^2} \sqrt{X'^2 + Y'^2 + Z'^2 + W'^2}}$$

で算出することができ、これによってベクトルと軌道の直交性をチェックすることができる。

また、各ベクトルの絶対値の上限と下限とを設定して、この範囲内にあるベクトルを採用するようにすることによって、前記ベクトル  $B''$  が非常に小さくて、軌道方向と略同一方向であっても、隣の点のベクトルを取る可能性を回避することができる。

なお、上記範囲は前記カオスアトラクターを以

- 18 -

て、最も収束がよい値を設定することができ

うようにしてとった各ベクトルの伸び率を2とした対数に変換し、これの算術平均値を1リアブノフ数 $\lambda_1$ とする。

この計算を実行するために、小型コンピュータ内に、第7a図と第7b図で示すプログラムを格納している。

すなわち、リアブノフ数 $\lambda_1$ の演算をスタートすると(51)、まず、前記のベクトル軌道の始端に、データの採用条件を判断するための基準点Aを設定する(52)。なおこの点Aは計算時に伴って先送りされる。

こ、次の点B（ $\epsilon$ だけ後の点）をとる余裕があるかを判断し(53)、余裕がある場合は(53)の点Bを次の点として採用し(54)、この点Bのデータを採し(55)、見つければ(55)Y、次から仮のデータを採し(56)、見付からなければ別のデータから検索する(57)。

こ、このようにして見つけたデータが前述の

データの採用条件に適合していれば(58)Y、このデータを採用し(59)、なければ(58)N、データ採用条件中のベクトルの大きさの範囲を更新し(60)、この範囲の上限を逸脱していなければ(61)N、ステップ(53)に戻り、逸脱していると(61)Y、基準点Aを次の点Bに移して(62)、ステップ(53)に戻る。

このようにして採用したデータは、前述したベクトルA'がベクトルB'に発展する余裕があるかを判断され(63)、余裕があれば(63)Y、ベクトルB'の軌道との直交性をチェックする(64)。

なお、ステップ(63)で余裕がない場合(63)N及びステップ(64)で直交していない場合(64)Nは、ステップ(55)に戻る。

そして、後述のリトライ中であるかを判断して(65)、リトライ中であれば(65)Y、前回のベクトルとのなす角を算出して(66)、この角が大きい場合(66)Iは、ステップ(55)に戻り、小さい場合(66)S及び前記ステップ(65)でリトライ中でない場合(65)Nは、ベクトルB'をベクトルA'か

- 19 -

- 20 -

ましたベクトルとして確定する(67)。

して、リトライのために点AとベクトルA'を記憶させておく(68)。

さ、演算の終末に際し、ステップ(53)で次のような余裕がなくなれば(53)N、演算を終了させ(69)。

こ、点Bにおける仮のベクトルB'をさがし、このベクトルB'がデータ採用条件に適合しなければ(71)N、上記条件のベクトルの大きい範囲を更新し(72)、それでも上限を逸脱しうと(74)Y、リトライフラグをセットしてステップ(55)に戻る。

こ、ステップ(73)で上限を逸脱していなければ(73)N、ステップ(70)に戻る。

して、ステップ(71)でデータ採用条件に適合するベクトルB'があると(71)Y、このベクトルB'の軌道と直交しているかを判断し(75)、していなければ(75)N、ステップ(70)に戻り、していると(75)Y、点Bにおける各ベクトルB'のなす角度を算出し(76)、この角度が

充分に小さいか否か、すなわち、前述の円錐内にB'が入っているかを判断し(77)、角度が小さくない場合(77)Nは、ステップ(70)に戻り、小さい場合(77)Yは、点Aから点Bに移動したことによるベクトルA'からベクトルB'への伸び率を、2を底とした対数に変換し(78)、この数値を算術平均して1次のリアブノフ数 $\lambda_1$ とする(79)。

そして、現在計算している点Bがデータの終端であるかを判断し(80)、終端でなければ(80)N、上記の点Bを次回計算の基準点（前記の点Aに相当）に代入し(81)、ベクトルB'を単位ベクトルに変換して次回計算の基準ベクトル（前記のベクトルB'に相当）に代入し(82)、リトライのために点BとベクトルB'とを記憶させ(83)、点Bの次の点を算出し(84)、算出された次の点の基準ベクトルから発展したベクトルを算出し(85)、次回計算において用いるベクトルの直交チェック用の座標を更新して(86)、ステップ(70)に戻り、上記の計算を繰返す。

なお、ステップ(80)で点Bがデータの終端であ

- 21 -

- 22 -

漸されると(30)7、演算を終了させる(E)。  
 り、ステップ(52)~(68)では、主として、  
 におけるベクトル  $B^*$  を参照してデータ採  
 用条件に適合する基準点を検索し、ステップ(70)  
 では同条件に適合する発展したベクトルを  
 るようにしており、上記のように、採用す  
 タの採用条件を設定し、この条件に適合し  
 タを検索することによって、不適格なデー  
 タに取入されることを防止し、しかも、適  
 一タが見つからない場合は、その点におけ  
 タ検索を放棄するのではなく、採用条件の  
 ルの大きさの設定範囲を広げて検索して、  
 データを採用するようにしたことで、高い  
 1次のリアブノフ数  $\lambda_1$  を算出することが  
 。

、2次のリアブノフ数  $\lambda_2$  の計算について  
 。

りリアブノフ数  $\lambda_2$  の計算も、基本的には  
 1次のリアブノフ数  $\lambda_1$  の計算と同じで  
 点  $A_1$  においてデータ採用条件に適合した

ベクトル  $A_2$  と  $A_3$  をとって4次元数空間内に三  
 角形  $A_1-A_2-A_3$  を形成し、次に、ベクトル  $A_2$   
 と  $A_3$  とが次の点  $B_1$  までに発展したベクトル  $B_2$   
 と  $B_3$  とで三角形  $B_1-B_2-B_3$  を形成し、更に、  
 点  $B_1$  で新たにとった適格なベクトル  $B^*$  と  $B^*$   
 とで三角形  $B_1-B^*-B^*$  を形成して、三角形  $B_1-$   
 $B_2-B_3$  と三角形  $B_1-B^*-B^*$  のなす角度が充分  
 に小さいとき、三角形  $A_1-A_2-A_3$  から三角形  $B_1-$   
 $B_2-B_3$  への面積の伸び率を算出し、これを2  
 を底とした対数に変換し、この数値を算術平均す  
 ることによって2次のリアブノフ数  $\lambda_2$  を算出す  
 る。

なお、各三角形のなす角度は、ベクトル  $B_2$  と  
 $B_3$  の合成ベクトルと、ベクトル  $B^*$  と  $B^*$  の合  
 成ベクトルとがなす角度をもって、上記三角形が  
 なす角度とした。

次に、カオスアトラクター及びリアブノフ数と、  
 被験者の状態との対応について説明する。

第8a図は、ある被験者(江氏・男性・健康)  
 がリラックスしている状態での脈波のカオスアト

- 23 -

- 24 -

であり、第8b図は同被験者が読書(雑  
 いる状態のものである。

i図を比較すると、読書のように、脳内情  
 活発に行われているときは、カオスアト  
 の図形が縮小する傾向があり、右上一左  
 幅の縮小は僅かであるが、左上-右下方  
 縮小が顕著である。

カオスアトラクターの右上部分の渦巻状  
 造がリラックス時に比べて、明らかに密  
 いる。

図は、別の被験者(K氏・女性・健康)  
 クスしているとき、第9b図は読書(数  
 スト)、第9c図は読書(マンガの本)  
 とき、第9d図はぼんやりと美しい絵を  
 るときの脈波のカオスアトラクターであ  
 の大きさは、リラックスしているときと  
 を眺めているときが小さく、読書してい  
 大きくなっている。

、数学のテキストを読んでいるときと、  
 本を読んでいるときとでは、後者の図形

の方が小さく、被験者の興味の有無によって意識  
 集中の程度に差があることがわかる。

上記の2例は、両方とも健康な被験者を対象と  
 したものであり、両方に共通して脳内情報処理が  
 活発になるにしたがって、局所構造が粗一密にな  
 り、意識の集中が高くなるにしたがって、図形が  
 縮小することがうかがわれる。

また、図形の大きさの僅かな差異及び細部構造  
 は、個人差が考えられるので、被験者間の比較よ  
 りも、同一被験者の状態変化の方がより大きい意  
 味を持っているものと思われる。

また、リアブノフ数をそれぞれ図面の下部に記  
 載しているが、1次のリアブノフ数  $\lambda_1$  は意識の  
 集中が高くなるにしたがって小さくなり、2次の  
 リアブノフ数  $\lambda_2$  は脳内情報処理が活発になるに  
 したがって小さくなっており、健康な被験者の場  
 合には、上記のカオスアトラクターから得た結果  
 とよく対応している。

第10a図は神経症の病歴を有するS氏の治療  
 前、第10b図は治療中、第10c図は治療によ

- 25 -

- 26 -

回復後のリラックス状態におけるカオスアトラクターを示しており、治療前の図形が極端に小さく、回復後は図形が拡大して健康者とほぼ同大となり、また、渦巻状の局所構造が右上方に移動し、図形の端部にラップしており、治療前と回復後の違いが明らかである。

なお、上記神経症の治療には森田療法が用いられており、この治療法は、暗黒無音の部屋に患者を一定時間収容し、この間、外界からの刺激を遮断することによって行われるものである。

また、1次のリアブノフ数 $\lambda_1$ は、治療前が小さく、治療中大きくなり、回復後は治療中より小さく、治療前よりも大きくなっている。

健康者で得た結論に、上記1次のリアブノフ数の推移を外挿すれば、意識が過度に集中した後に神経症の症状を呈したのではないかと考える。

次のリアブノフ数 $\lambda_2$ は、治療前と治療中は水準を保っているが、回復後は小さくなって、治療前と治療中、脳内情報処理が活発でな

かったたものが、回復後は脳内情報処理が活発に行われ出したことを示している。

第11a図は健康者、第11b図は肩下不整群治療中の心疾患患者から、心電計(2)で採取した心拍データからとったカオスアトラクターであり、両方ともリラックス状態のものである。

両者の図形を比較すると、健康者の図形が結び目から四方にのびた手と、2個のループよりなる輪郭が明瞭な複雑結び形状であるのに対し、心疾患患者のものは、形状が複雑になり、特に、左上方の構造の収束が悪くなっている。

参考までに、健康者の1次のリアブノフ数 $\lambda_1$ は $2.9 \pm 0.1$ と小さく、図形の収束とよく対応している。

本実施例では上記のように、脈波センサ(1)と心電計(2)とでそれぞれ採取した被験者の脈波データと心拍データとから、脈波と心拍のカオスアトラクターと、1次、2次のリアブノフ数 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ を算出してCRTディスプレイ上に表示することにより、被験者の心理状態を含めた心身の状

- 27 -

診断することが可能であり、特に、一見ランに見える上記データから、論理的に秩序を抽き、同秩序に基づいて、心身の状態を示す図形数値を表現することから、診断者の違いによる誤りのない、極めて客観的な診断を下すことができる。

お、前述したカオスアトラクターの収束と、2次のリアブノフ数 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ とがよく対応していることから、方実施例における1次、2次リアブノフ数 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ の演算法が適正であることが立証している。

#### 図面の簡単な説明

1図は本発明に係る診断装置の構成を示す説明図、第2図は脈波センサの構造を示す断面説明図、第3図はフォトセンサの回路図、第4図は脈波と心拍データの全体的な処理手順を示す説明図、第5図はメニューの説明図、第6図はアトラクター表示のための演算手順の説明図、第7a図、第7b図とはリアブノフ数を求める演算処理の

- 29 -

- 28 -

フローチャート、第8a図～第10c図は脈波のカオスアトラクター、第11a図及び第11b図は心拍データのカオスアトラクターである。

(A) : 診断装置

(1) : 脈波センサ

(2) : 心電計

(5) : 小型コンピュータ(演算手段、記憶手段)

(6) : CRTディスプレイ(表示手段)

(11) : 指尖部

(14) : フォトセンサ

(15) : 赤外線発光ダイオード

(16) : フォトトランジスタ

特許出願人 株式会社

コンピューター・コンビニエンス

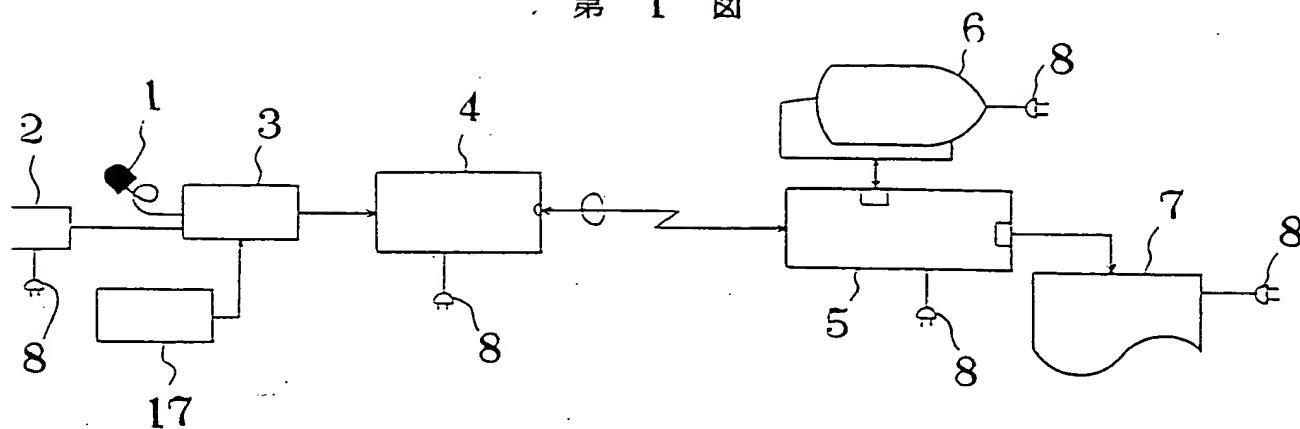
代理人

松尾 憲一郎

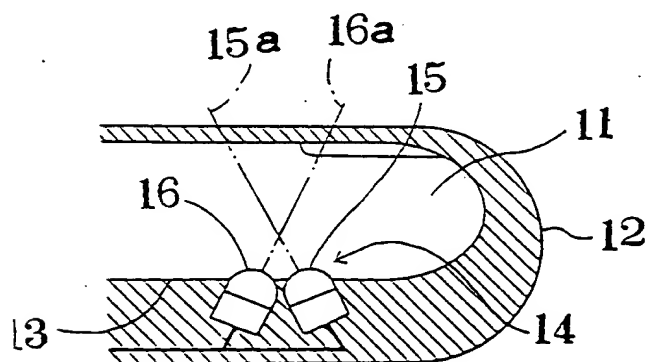
- 30 -



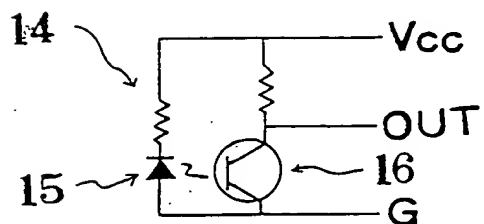
第 1 図



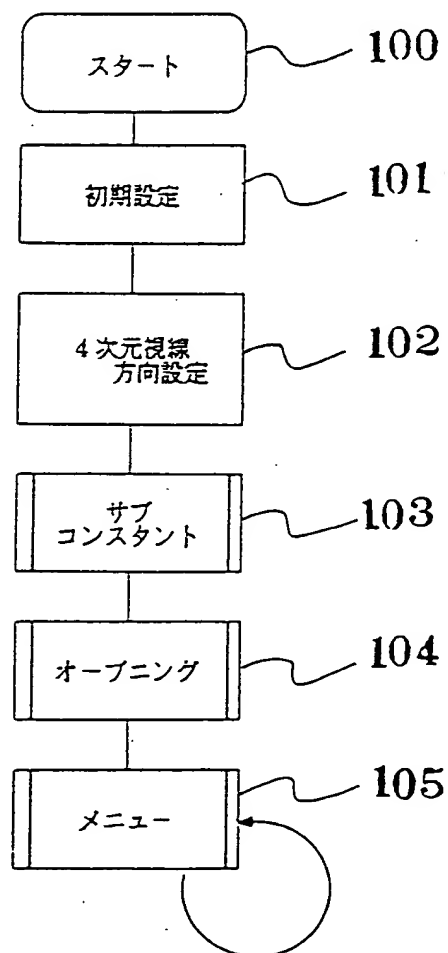
第 2 図



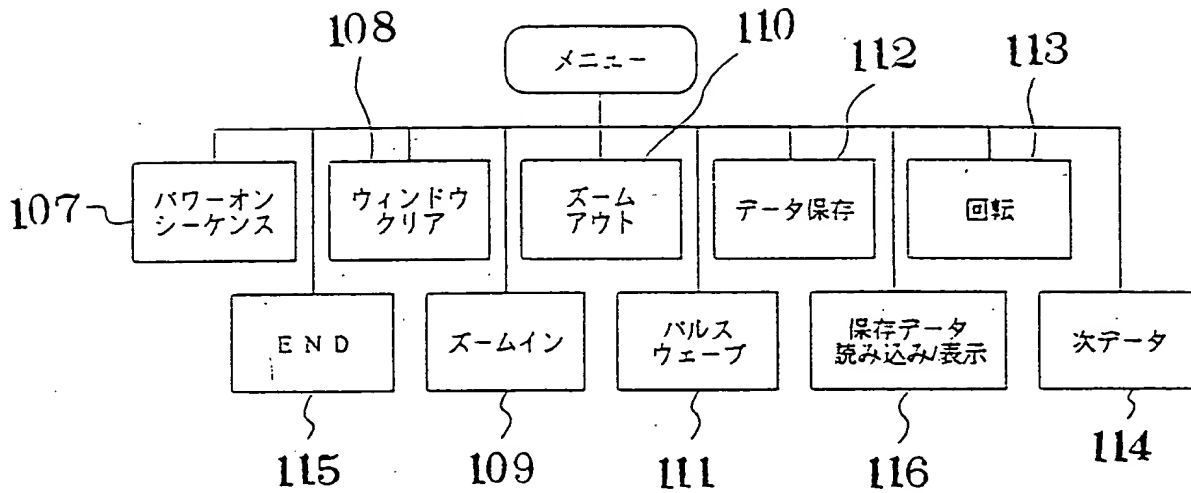
第 3 図



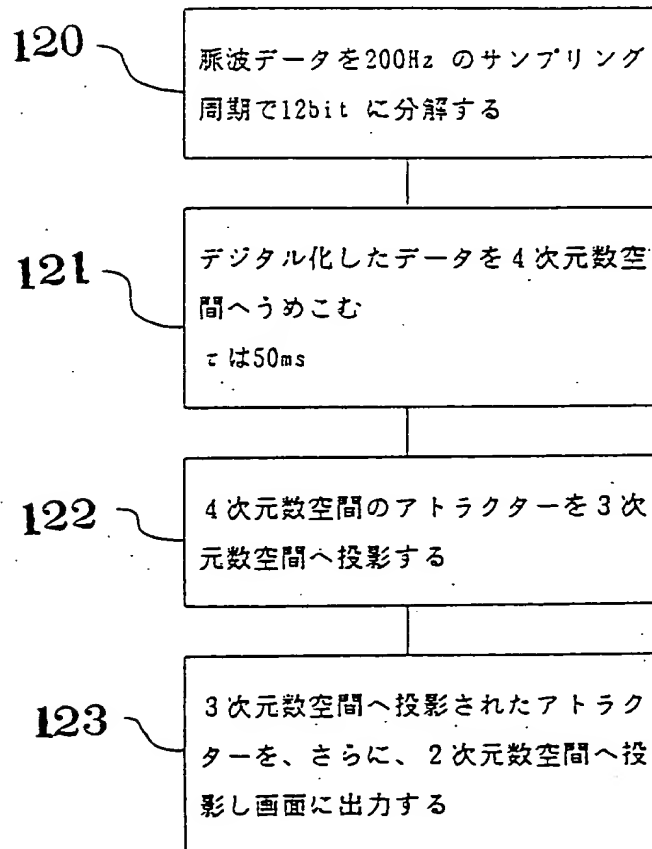
第 4 図



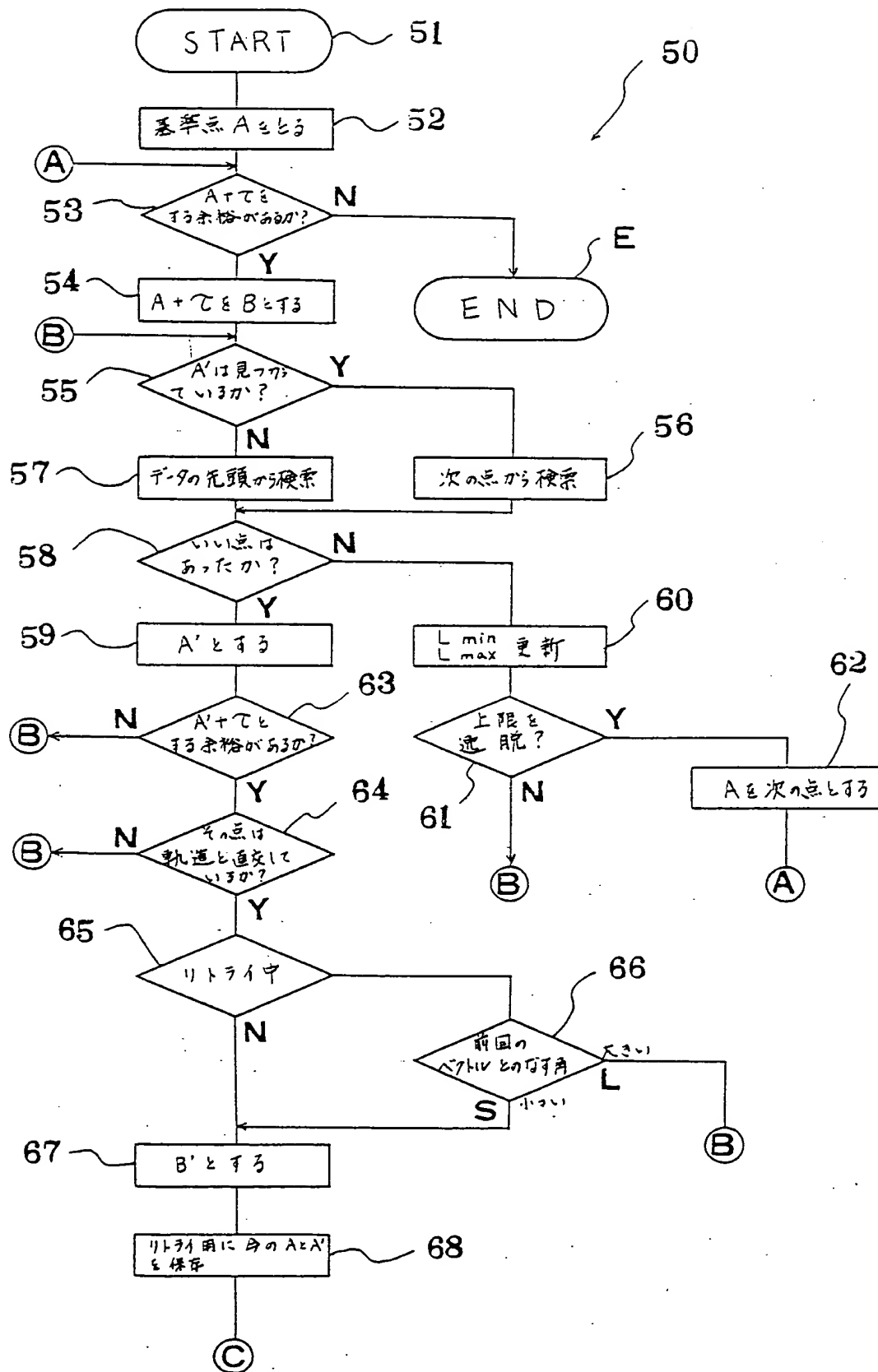
第 5 図



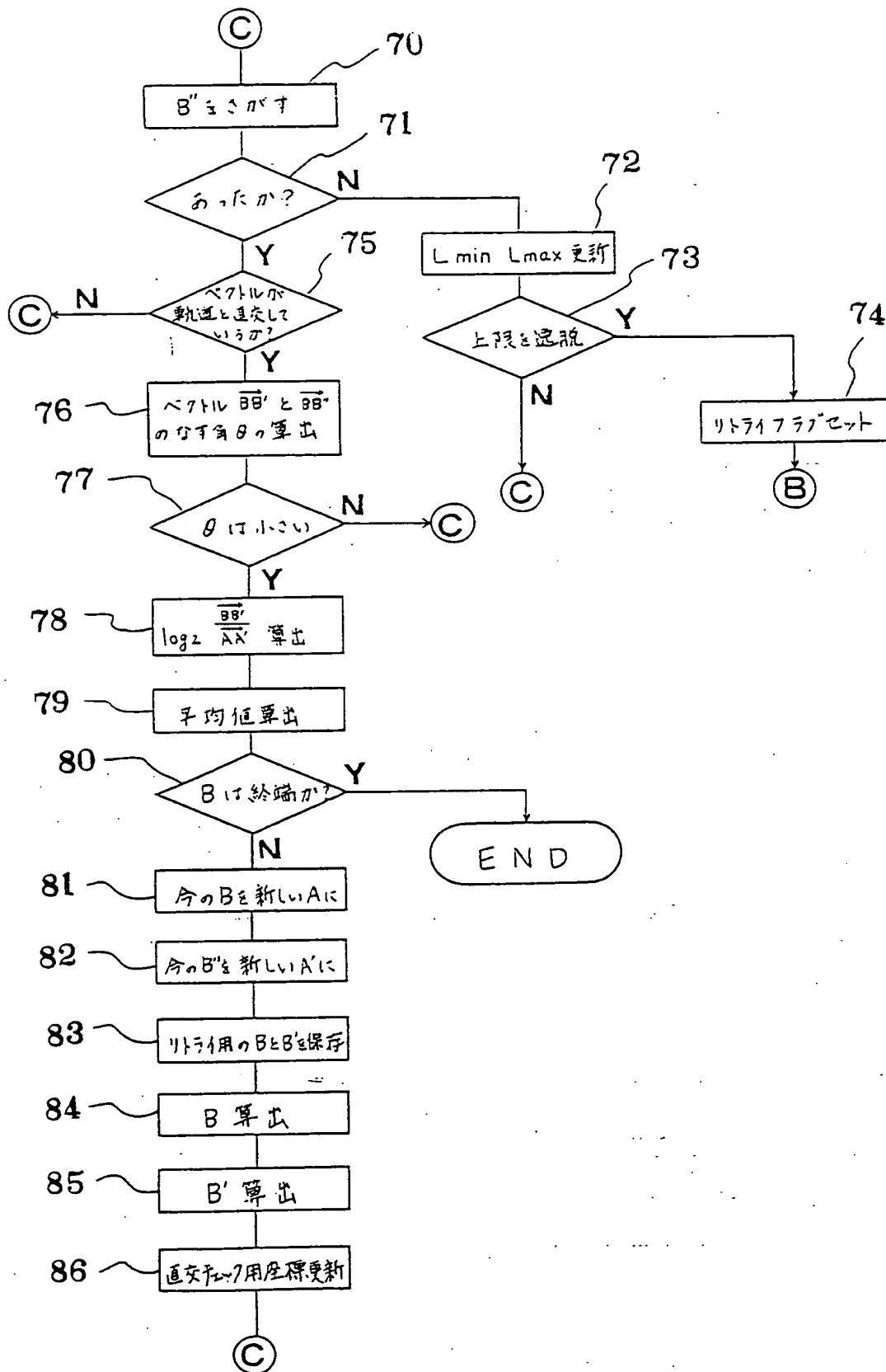
第 6 図



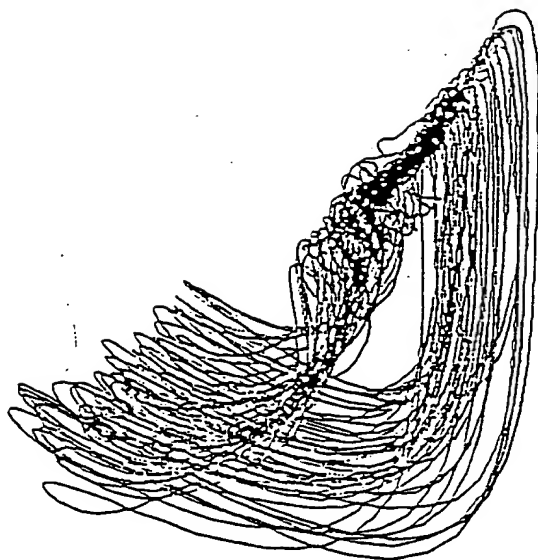
第 7a 図



第 7b 図

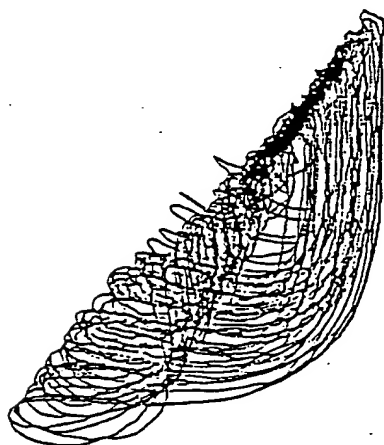


第 8a 図



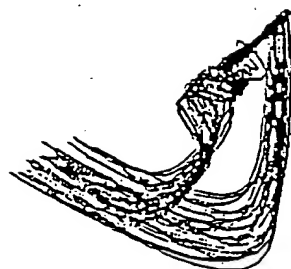
H氏 脈波データ 健康 リラックス  $\lambda_1 = 9.6 \pm 0.2$   $\lambda_2 = 2.7 \pm 0.2$

第 8b 図



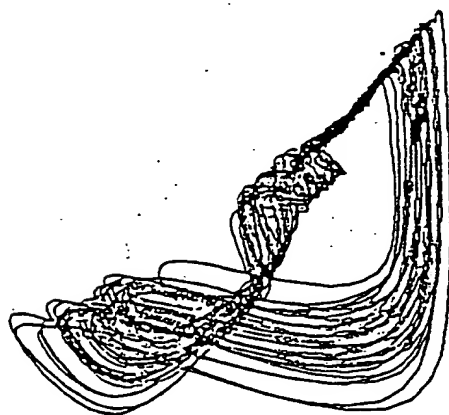
H氏 脈波データ 健康 寝る(雑音)  $\lambda_1 = 8.1 \pm 0.1$   $\lambda_2 = 2.3 \pm 0.1$

第 9a 図



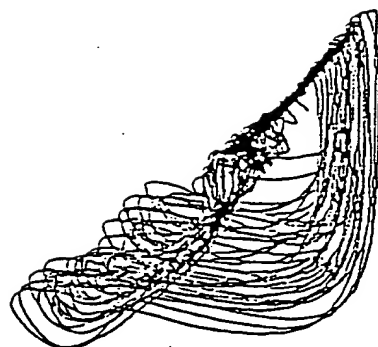
K氏 脈波データ 健康 リラックス  $\lambda_1 = 8.6 \pm 0.5$   $\lambda_2 = 4.4 \pm 0.5$

第 9b 図



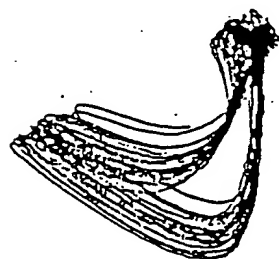
K氏 脈波データ 健康 読書(数学のテスト)  $\lambda_1 = 7.3 \pm 0.4$   $\lambda_2 = 4.5 \pm 0.4$

第 9c 図



K 氏 脈波データ 健康 寝否 (マンガの本)  $\lambda_1 = 9.1 \pm 0.2$   $\lambda_2 = 2.9 \pm 0.2$

第 9d 図



K 氏 脈波データ 健康 美しい絵を眺めている  $\lambda_1 = 10.8 \pm 0.2$   $\lambda_2 = 3.9 \pm 0.3$

第 10a 図



S 氏 脈波  $\gamma$ - $\gamma$  神経症 治療前 (リリクス)  $\lambda_1 = 5.8 \pm 0.1$   $\lambda_2 = 4.5 \pm 0.2$

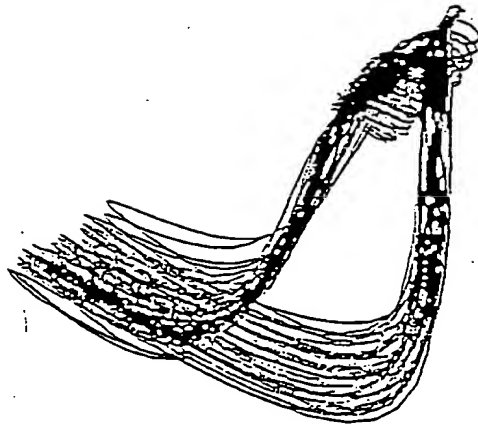
第 10b 図



S 氏 脈波  $\gamma$ - $\gamma$  神経症 治療中 (リリクス)  $\lambda_1 = 10.2 \pm 0.2$   $\lambda_2 = 4.5 \pm 0.4$



第 10c 図



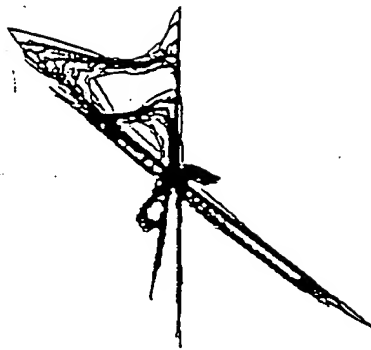
S 氏 脈波データ 神経症 治療により回復後  $\lambda_1 = 6.3 \pm 0.3$   $\lambda_2 = 2.8 \pm 0.3$   
(リラックス)

第 11a 図



K 氏 心電計データ 健康 リラックス

第 11b 図



T氏 心電計測器 心疾患 不整脈治療中（リハビリ）